

УДК 681.5+612.13

О. А. Маркелов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)

## Исследование артериального барорефлекса как системы авторегулирования с двумя контурами обратной связи<sup>1</sup>

*Исследован механизм артериального барорефлекса (АБР) с позиции его представления как двухконтурной системы авторегулирования. Предложен подход для оценки сосудистого компонента АБР. Проведено сравнение оценок АБР для одно- и двухконтурных систем и показана их низкая взаимная корреляция. Также показан эффект взаимной компенсации контуров регуляции при ослаблении одного из них.*

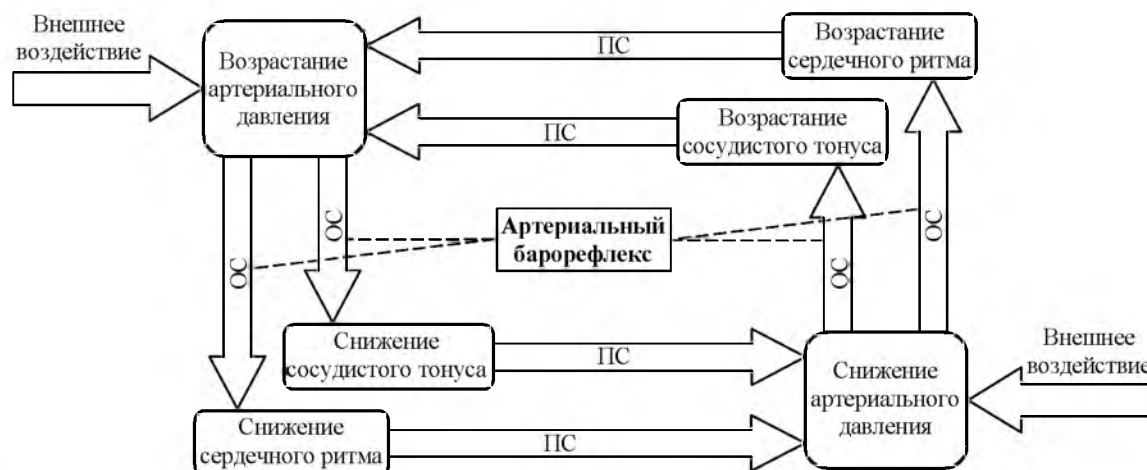
**Чувствительность артериального барорефлекса, двухконтурная система авторегулирования, первые разности, функция передачи, общее периферическое сопротивление**

Артериальный барорефлекс (АБР) является одним из основных механизмов кратковременной регуляции артериального давления (АД) и поддержания сердечно-сосудистой системы человека в состоянии гомеостаза. Построение адекватных математических моделей, отражающих работу механизма АБР, представляет существенный интерес для совершенствования аппаратно-программного обеспечения систем автоматизированной медицинской диагностики [1].

Известно [2], что физиологически АБР включает два основных механизма регуляции, каждый из которых упрощенно может быть представлен в виде контура прямой (ПС) и обратной связи (ОС) (рисунок) [3]. В ответ на повышение (снижение) артериального давления и поступление сигнала от барорецепторов, с одной стороны, ослабляется (повышается) тонус периферических сосудов, приводя к снижению (повышению) АД; с другой – одновременно увеличивается (уменьшается) ча-

стота сердечных сокращений (ЧСС), опять же способствуя снижению (повышению) АД. Первый из этих контуров называется сосудистым, второй – хронотропным.

Традиционным способом оценки чувствительности АБР является изучение динамики АД и ЧСС в ответ на изменение АД на фоне введения вазоактивных (сосудосуживающих или сосудорасширяющих) препаратов [4]. Однако подобный подход имеет ряд недостатков. Во-первых, введение вазоактивных препаратов может оказать побочные влияния на изучаемые процессы регуляции. Во-вторых, применяемые фармакологические препараты в ряде случаев могут быть противопоказаны. В-третьих, моделирование всей совокупности факторов, приводящих к колебаниям АД в повседневной обстановке, оказывается невозможным. Поэтому в амбулаторной практике анализ чувствительности АБР главным образом выполняется на основании оценки естественных колебаний АД и



<sup>1</sup> Работа выполнена при поддержке Совета по грантам Президента РФ (шифр гранта СП-4811.2015.4).

ЧСС по данным их совместного мониторинга в обычном режиме жизнедеятельности обследуемого.

Для исследования хронотропного компонента АБР на основании анализа естественных колебаний АД и ЧСС предложен и на протяжении ряда лет успешно применяется целый ряд подходов [4]. В то же время вопросам исследования чувствительности сосудистого АБР уделялось меньше внимания. Основа всех подходов состоит в определении чувствительности АБР как некоторой меры реакции системы, отнесенной к задающему воздействию, в качестве которого при этом выступает изменение АД. При оценке хронотропного компонента АБР в качестве реакции выступает изменение ЧСС или пульсовых интервалов (ПИ) наблюдаемого процесса.

В настоящей статье предложено использовать аналогичный подход для совместной оценки эффективности сосудистого и хронотропного компонентов АБР. При неизменном задающем воздействии в качестве реакции системы предлагается рассматривать изменения АД через один период мейровских колебаний, отражающих полный цикл физиологической регуляции<sup>2</sup>.

Для обеспечения преемственности подходов использованы характеристики ответа системы авторегулирования, которые успешно зарекомендовали себя при исследовании хронотропного компонента АБР. В рассматриваемом процессе входом системы является последовательность значений систолического артериального давления (САД), а выходом – последовательность ПИ, измененных в результате этого воздействия.

**Метод спектральных плотностей (СП)** основан на расчете отношения спектральных плотностей ПИ и САД, заключенных в частотном диапазоне  $LF$  (0.04...0.16 Гц), где предполагается наибольшая активность АБР [6], [7]:

$$Q_{ABP} = \int_{LF} S_{PI} / \int_{LF} S_{CAD}. \quad (1)$$

**Метод оценки передаточной функции (ОПФ)** основан на расчете отношения взаимной спектральной плотности выхода и входа системы авторегулирования к спектральной плотности на ее входе, проинтегрированных в частотном диапазоне  $LF$  [2], [8]:

$$Q_{ABP} = \int_{LF} CS_{PI, CAD} / \int_{LF} S_{CAD}. \quad (2)$$

<sup>2</sup> Мейровские колебания описывают процесс перерегулирования, возникающего в физиологической системе в качестве отклика на внешнее воздействие [5].

**Дифференциальный метод (ДМ)** основан на вычислении коэффициента линейной регрессии между первыми разностями выхода и входа системы [9], [10].

Для оценки совместного эффекта двух контуров регуляции в приведенных соотношениях последовательности ПИ были заменены на последовательности значений АД, задержанные приблизительно на один период мейровских колебаний (порядка 10 с). При этом оценки двухконтурного АБР (2) являются безразмерными величинами, в то время как оценки чувствительности хронотропного АБР (1) выражают в миллисекундах на миллиметры ртутного столба.

Предложенные оценки применялись к 16 кратковременным (продолжительностью около 10 мин) записям совместной динамики АД и ПИ, полученным у пациентов СПбГМУ им. акад. И. П. Павлова с различной эффективностью автономной регуляции, которые можно приближенно считать стационарными. Для каждой записи получены оценки чувствительности как хронотропного, так и двухконтурного АБР. Дополнительно получены оценки разброса первых разностей САД:

$$W = \frac{1}{n-m} \sum_{i=m}^n \sqrt{\Delta P_{ci}^2 + \Delta P_{c(i-m)}^2},$$

где  $n$  – количество анализируемых отсчетов (длина ряда первых разностей САД  $\Delta P_c$ );  $i$  – номер отсчета ряда первых разностей САД  $\Delta P_c$ ;  $m$  – число ПИ, приходящихся на один период мейровских колебаний. Предположительно данная характеристика связана с интенсивностью механизмов кратковременной регуляции АД [5], т. е. параметр  $W$  представляет собой меру интенсивности регуляции АД. Кроме того, для каждого обследованного были доступны косвенные оценки общего периферического сосудистого сопротивления, измеренные с помощью стандартизованной методики при клиническом обследовании пациентов.

Пациенты были разделены на две подгруппы (по 8 человек в каждой) с низким и высоким общим периферическим сопротивлением сосудов (ОПС) по медиане его распределения. С использованием методов непараметрической статистики проведены сравнения показателей в этих группах. Установлено, что единственным параметром, показавшим значимые различия, является интенсивность регуляции  $W$ , для которой получены

Оценки чувствительности	Оценки чувствительности								
	ОПФ <sub>х</sub>	ОПФ <sub>д</sub>	СП <sub>х</sub>	СП <sub>д</sub>	ДМ <sub>х</sub>	ДМ <sub>д</sub>	W <sub>х</sub>	W <sub>д</sub>	ОПС
	<i>r</i>								
ОПФ <sub>х</sub>	1	-0.21	0.86	-0.23	0.63	0.23	0.87	-0.24	-0.20
ОПФ <sub>д</sub>	-0.21	1	-0.01	0.17	0.08	-0.16	-0.21	0.32	0.0
СП <sub>х</sub>	0.86	-0.01	1	-0.36	0.71	-0.08	0.80	0.10	-0.26
СП <sub>д</sub>	-0.23	0.17	-0.36	1	0.02	0.33	-0.46	0.30	0.13
ДМ <sub>х</sub>	0.63	0.08	0.71	0.02	1	0.19	0.41	-0.29	-0.63
ДМ <sub>д</sub>	0.23	-0.16	-0.08	0.33	0.19	1	0.07	-0.28	-0.34
W <sub>х</sub>	0.87	-0.21	0.80	-0.46	0.41	0.07	1	-0.22	-0.05
W <sub>д</sub>	-0.24	0.32	-0.10	0.30	-0.29	-0.28	-0.22	1	0.48
ОПС	-0.20	0.0	-0.26	0.13	-0.63	-0.34	-0.05	0.48	1

статистически значимые различия согласно тесту Вилкоксона ( $p < 0.01$ ).

Для сравнения полученных оценок рассчитаны коэффициенты их взаимной корреляции  $r$  (см. таблицу). Оценки чувствительности хронотропного АБР обозначены индексом "х", оценки чувствительности двухконтурного АБР – индексом "д". Из таблицы следует, что высокие абсолютные значения коэффициента корреляции ( $|r| > 0.7$ ) наблюдаются только для оценок хронотропного АБР (полученных методом ОПФ), при этом их корреляция с оценками сосудистого АБР (СП) слабо выражена и преимущественно отрицательна ( $r < 0$ ). Также отмечается умеренно высокая положительная корреляция интенсивности  $W$  с клинически значимым показателем ОПС  $r = 0.48$  и выраженная отрицательная корреляция с оценкой хронотропного АБР ОПФ<sub>д</sub> дифференциальным методом  $r = -0.63$ .

В настоящей статье описана попытка разработки алгоритмического аппарата для оценки показателей АБР в рамках двухконтурной модели с

учетом как хронотропной, так и сосудистой составляющей АБР, и программной реализации соответствующих алгоритмов. Установлено, что оценки АБР для одно- и двухконтурной систем слабо коррелированы между собой, что свидетельствует о слабой взаимозависимости данных механизмов регуляции, поэтому в модели их можно приближенно рассматривать как независимые. Можно считать, что интенсивность двухконтурного АБР в большей степени обусловлена общим периферическим сопротивлением сосудов, так как оценка разброса производных систолического АД показывает умеренно высокую корреляцию с показателем общего периферического сопротивления сосудов и позволяет классифицировать группы пациентов по ОПС ( $p < 0.01$ ). Более высокая чувствительность оценки хронотропного АБР дифференциальным методом характерна для пациентов с пониженным ОПС, что предположительно указывает на замещение сосудистого контура регуляции АД хронотропным при ослаблении первого в силу нарушения свойств сосудов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Molkov Y. Baroreflex models / ed. by D. Jaeger, R. Jung // Encyclopedia of computational neuroscience. New York: Springer + Business Media, 2014. P. 1–10.
2. Dynamic evaluation of baroreflex in ambulant subjects / G. Parati, S. Omboni, A. Fratolla et al.; ed by M. Di Rienzo et al. // Blood pressure and heart rate variability. Amsterdam: IOS Press, 1992. P. 123–137.
3. Blood pressure – heart rate synchronization coefficient as a complementary indicator of baroreflex mechanism efficiency / O. A. Markelov, M. I. Bogachev, N. S. Pyko, S. A. Pyko // XVIII Int. conf. on soft computing and measurements (SCM), Saint Petersburg, 19–21 May 2015. Piscataway: IEEE, 2015. P. 173–175.
4. La Rovere M. T., Pinna G. D., Raczak G. Baroreflex sensitivity: measurement and clinical implications // Annals of noninvasive electrocardiology. 2008. Vol. 13, № 2. C. 191–207.
5. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain / A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi et al. // Circulation. 1991. Vol. 84, № 2. P. 482–492.
6. De Boer R. W., Karemaker J. M., Strackee J. Relationships between short-term blood-pressure fluctuations and heart-rate variability in resting subjects // Medical and biological engineering and computing. 1985. Vol. 23, № 4. P. 352–364.
7. Spectral analysis of heart rate and arterial blood pressure variability signals for physiological and clinical

purposes / S. Cerutti, G. Baselli, S. Civardi et al. // Comput. cardiol. 1987. Vol. 14. P. 435–438.

8. Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis / H. W. Robbe, L. J. Mulder, H. Ruddle et al. // Hypertension. 1987. Vol. 10. № 5. P. 538–543.

9. Оценка спонтанного артериального барорефлекса методом совместного анализа показателей кратковременной изменчивости артериального дав-

ления и сердечного ритма / М. И. Богачев, О. В. Мамонтов, Ю. Д. Ульяницкий и др. // Артериальная гипертензия. 2007. Т. 13, № 1. С. 69–75.

10. Analysis of blood pressure-heart rate feedback regulation under non-stationary conditions: Beyond baroreflex sensitivity / M. I. Bogachev, Y. D. Uljanitski, O. V. Mamontov et al. // Physiological measurement. 2009. Vol. 30, № 7. P. 631–645.

О. А. Markelov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

### Investigation of the arterial baroreflex mechanism as an automatic regulation system with a double-loop feedback

*The arterial baroreflex mechanism as an automatic regulation system with two feedback loops is investigated. The approach for the evaluation of the vascular component of the baroreflex mechanism has shown. It is also shown that baroreflex sensitivity for single and double loop feedback models has low correlation between each other.*

Arterial baroreflex sensitivity, double-loop feedback, first differences, transfer function, total peripheral resistance

Статья поступила в редакцию 27 августа 2015 г.

УДК 621.391

А. Б. Сергиенко, А. Б. Натальин, М. С. Сидоров  
Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)

## Оценка помехоустойчивости многочастотных систем связи при воздействии импульсного шума

*Рассмотрено влияние импульсного шума на некодированные и кодированные многочастотные (OFDM) системы с учетом того, что длительность символа может быть сопоставима со средней длительностью импульса шума. Временная динамика возникновения импульсов шума описана марковской моделью. Теоретические расчеты и результаты моделирования позволяют заключить, что эффективное усреднение уровня шума происходит, если средняя длительность его импульсов не превосходит 1 % от длительности OFDM-символов. Во время действия пачки импульсов энергетические потери, обусловленные импульсным характером шума, могут достигать 2...2,5 дБ.*

### Многочастотные системы связи, импульсный шум, передача данных по линиям электропитания

В последнее время широкое распространение получили системы цифровой связи, использующие многочастотную модуляцию (orthogonal frequency division multiplexing – OFDM). Это обусловлено такими их достоинствами, как эффективное подавление межсимвольной интерференции, возможность использования в передатчике и приемнике алгоритмов быстрого преобразования Фурье, легкая реализация гибкой адаптации распределения мощности и информационной нагрузки по частотам. В частности, OFDM используется в системах передачи данных по линиям электропитания (power line communications – PLC), таких, как HomePlug или G.9960 [1], [2].

Одной из существенных особенностей каналов связи в PLC-системах является наличие в них импульсных помех [3]. Результаты влияния таких помех, полученные для систем с одной несущей [4], не применимы к OFDM-системам вследствие того, что при той же скорости передачи данных длительность модуляционного символа  $T$  (рис. 1, а) в них намного больше, чем в системах с одной несущей, поэтому она оказывается сопоставимой со средней длительностью импульса помехи  $\tau$  (рис. 1, б). В результате предположение о том, что модуляционный символ может быть поражен импульсной помехой только целиком, оказывается неприменимым.